

УДК 004.032.26+004.8+537.622+616-089

М. В. Солопов¹, В. В. Турчин¹, А. Г. Попандопуло¹, А. С. Кавелина¹,
Г. В. Акопян¹, Ю. А. Легенький², С. В. Беспалова²

¹Федеральное государственное бюджетное учреждение
«Институт неотложной и восстановительной хирургии им. В.К. Гусака»
Министерства здравоохранения Российской Федерации
283045, г. Донецк, пр-кт. Ленинский, 47

²Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего
образования «Донецкий государственный университет»
283001, г. Донецк, ул. Университетская, 24

ИНТЕГРАЦИЯ МУЛЬТИФИЗИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ И МАШИННОГО ОБУЧЕНИЯ ДЛЯ РАЗРАБОТКИ СИСТЕМ МАГНИТНОЙ ДОСТАВКИ КЛЕТОК*

M. V. Solopov¹, V. V. Turchin¹, A. G. Popandopulo¹, A. S. Kavelina¹,
G. V. Akopian¹, Yu. A. Legenkiy², S. V. Bepalova²

¹Federal State Budgetary Institution "V.K. Gusak Institute of Emergency and Reconstructive
Surgery" of the Ministry of Health of the Russian Federation
283045, Donetsk, Leninsky Ave., 47

²Federal State Educational Institution of Higher Education "Donetsk State University"
283001, Donetsk, Universitetskaya Str., 24

INTEGRATION OF MULTIPHYSICS MODELING AND MACHINE LEARNING FOR THE DEVELOPMENT OF MAGNETIC CELL DELIVERY SYSTEMS

Магнитно-направленная доставка мезенхимных стволовых клеток (МСК) перспективна для терапии глубоких тканей, таких как область перелома шейки бедра, но требует создания мощных внешних магнитных систем. В данной работе предложен подход к их автоматизированному проектированию с помощью машинного обучения. На основе мультифизической модели был определен целевой силовой фактор поля $B \cdot \nabla B \geq 26,5 \text{ Т}^2/\text{м}$. Методом байесовской оптимизации, интегрированной с конечно-элементным моделированием, найдена конфигурация системы, способная генерировать силовой фактор $21,35 \text{ Т}^2/\text{м}$ на целевой глубине 5 см. Исследование демонстрирует, что синергия машинного обучения и моделирования является мощным инструментом для автоматизации разработки сложных медицинских устройств.

Ключевые слова: мезенхимные стволовые клетки, магнитная доставка клеток, регенеративная медицина, машинное обучение, мультифизическое моделирование, конечно-элементное моделирование, магнитные поля, биомедицинские устройства, оптимизация.

Magnetic-guided delivery of mesenchymal stem cells (MSCs) is a promising approach for deep tissue therapy, such as for femoral neck fractures, but it requires powerful external magnetic systems. This work presents an approach for their automated design using machine learning. Based on a multiphysics model, a target magnetic force factor of $B \cdot \nabla B \geq 26.5 \text{ T}^2/\text{m}$ was established. Using Bayesian optimization integrated with finite element modeling, a system configuration capable of generating a force factor of $21.35 \text{ T}^2/\text{m}$ at a target depth of 5 cm was found. The study demonstrates that the synergy of machine learning and modeling is a powerful tool for automating the development of complex medical devices.

Key words: mesenchymal stem cells, magnetic cell delivery, regenerative medicine, machine learning, multiphysics modeling, finite element modeling, magnetic fields, biomedical devices, optimization.

* Исследование проводилось в рамках государственного задания Министерства здравоохранения Российской Федерации (регистрационный номер 1024022100092-5).

Введение

Переломы шейки бедра представляют собой серьезную клиническую проблему, часто осложняющуюся нарушением кровоснабжения и риском развития асептического некроза головки бедра [1]. Одним из многообещающих направлений в регенеративной медицине является локальное введение мезенхимных стволовых клеток (МСК), которые играют ключевую роль в остеогенезе и могут ускорить консолидацию перелома [2]. Однако для достижения максимального терапевтического эффекта необходимо обеспечить высокую концентрацию клеток непосредственно в зоне костного дефекта. Традиционные методы инъекций характеризуются низкой эффективностью, так как клетки быстро вымываются из целевой области биологическими жидкостями.

Возможным решением этой проблемы может быть магнитно-направленная клеточная доставка (*magnetic cell targeting, MCT*) [3]. Этот метод предполагает использование внешнего магнитного поля для удержания терапевтических клеток, предварительно меченных биосовместимыми суперпарамагнитными наночастицами оксида железа (SPION). Такой подход позволяет не только повысить локальную концентрацию МСК, но и снизить необходимую клеточную дозу, минимизируя системное воздействие на организм.

Несмотря на концептуальную простоту, реализация МСТ для глубоко расположенных мишеней, таких как шейка бедра, представляет собой сложнейшую инженерную задачу. Магнитная сила подчиняется закону обратной экспоненциальной зависимости от расстояния до источника магнитного поля, что приводит к её резкому ослаблению при увеличении глубины расположения целевой области. Следовательно, для эффективного удержания клеток на глубине в несколько сантиметров, преодолевая сопротивление высоковязкой среды костного мозга, требуется создание оптимизированной внешней магнитной системы, способной генерировать поле с высоким градиентом.

Подбор оптимальных параметров такой системы (геометрии, размеров, материалов) вручную является трудоемким и неэффективным процессом. Основной целью данной работы является демонстрация методологии автоматизированного проектирования магнитной системы для МСТ с использованием алгоритмов машинного обучения для целенаправленного поиска оптимальных параметров, удовлетворяющих заранее рассчитанным физическим критериям.

Материалы и методы

Для успешного захвата и удержания МСК в зоне перелома, магнитная сила F_{mag} , действующая на клетку, должна превосходить сумму противодействующих сил, в первую очередь – силу гидродинамического сопротивления F_{drag} .

Магнитный момент клетки (m_{cell}) является ключевым параметром, определяющим ее отклик на внешнее поле. Он зависит от эффективности поглощения SPION клетками. Основываясь на данных о высокой эффективности мечения МСК с использованием функционализированных наночастиц (до 56,5 пг Fe на клетку при сохранении жизнеспособности [4]), был рассчитан магнитный момент насыщения клетки. Принимая удельную намагниченность насыщения для наночастиц магнетита $M_S = 69$ эмю/г [5], масса наночастиц в клетке составила 78 пг. Магнитный момент клетки был рассчитан по формуле:

$$m_{cell,sat} = m_{Fe,total} \times M_S = (78 \times 10^{-12} \text{ г}) \times (69 \text{ эмю/г}) = 5,38 \times 10^{-9} \text{ эмю} \quad (1)$$

После перевода в систему СИ ($1 \text{ эмю} = 10^{-3} \text{ А} \cdot \text{м}^2$), значение магнитного момента составило $m_{cell} = 5,38 \times 10^{-3} \text{ А} \cdot \text{м}^2$.

Основным препятствием для удержания клеток является высоковязкая среда костного мозга. Для расчетов была принята максимальная вязкость красного костного мозга $\eta = 400 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ [6], [7]. Скорость вымывания клеток интерстициальной жидкостью, по данным литературы, была оценена как $v_{max} = 5 \text{ мкм/с}$ [8,9]. Сила сопротивления Стокса для сферической клетки диаметром $D_{cell} \approx 15 \text{ мкм}$ рассчитывалась как:

$$F_{drag} = 3\pi\eta D_{cell} v_{max} \quad (2)$$

Подстановка значений дает максимальную силу сопротивления $F_{drag,max} = 2,83 \times 10^{-10} \text{ Н}$. Это значение является целевым порогом, который должна превышать магнитная сила.

Магнитная сила, действующая на клетку в режиме насыщения, пропорциональна произведению величины поля на его градиент. Для удержания клетки необходимо выполнение условия $F_{mag} \geq F_{drag,max}$. Из этого следует, что силовой фактор магнитного поля должен соответствовать следующему значению:

$$B \cdot (\nabla B)_{req} \approx \frac{F_{drag,max} \cdot B}{m_{cell}} \quad (3)$$

Принимая, что для насыщения SPION требуется поле $B \approx 0,5 \text{ Т}$ на целевой глубине 5 см, получаем минимально требуемое значение $B \cdot \nabla B$:

$$B \cdot (\nabla B)_{req} = 0,5 \text{ Т} \times \frac{2,83 \times 10^{-10} \text{ Н}}{5,38 \times 10^{-12} \text{ А} \cdot \text{м}^2} = 26,5 \text{ Т}^2/\text{м} \quad (4)$$

Это значение, $26,5 \text{ Т}^2/\text{м}$, было принято в качестве целевой функции для процесса оптимизации.

Для расчета силового фактора была создана 2D-модель в среде COMSOL Multiphysics. Модель имитирует систему, состоящую из двух дисковых магнитов, расположенных друг напротив друга, со стальной вставкой между ними. Моделирование проводилось в рамках модуля для магнитостатики (Magnetic Fields, No Currents). Силовой фактор вычислялся в целевой точке, расположенной на расстоянии 50 мм по нормали от верхней поверхности системы, что соответствует клинической задаче таргетирования.

Для автоматического поиска наилучшей конфигурации магнитной системы был использован метод байесовской оптимизации, реализованный в среде MATLAB. Этот метод машинного обучения наиболее подходящий для оптимизации ресурсоёмких целевых функций, где каждое вычисление (в нашем случае – запуск симуляции в COMSOL) занимает значительное время. Принцип работы заключается в построении вероятностной суррогатной модели (на основе гауссовских процессов), которая аппроксимирует зависимость силового фактора от входных параметров. На каждой итерации алгоритм использует специальную «функцию приобретения» (acquisition function), чтобы выбрать следующую комбинацию параметров для тестирования. Этот выбор представляет собой баланс между эксплуатацией (проверкой областей, где модель предсказывает высокий результат) и исследованием (проверкой областей с высокой неопределенностью). Такой интеллектуальный подход позволяет найти наиболее оптимальную конфигурацию системы за значительно меньшее число итераций по сравнению со случайным перебором. Оптимизации подлежали шесть ключевых параметров системы:

- Радиус магнита: [50, 350] мм
- Высота магнита: [30, 500] мм

- Остаточная индукция магнита: [1, 1.4] T
- Ширина стальной вставки: [5, 100] мм
- Относительная магнитная проницаемость вставки: [100, 8000]
- Вертикальное смещение вставки: [0, 100] мм.

В качестве целевой функции была выбрана минимизация квадрата отклонения смоделированного значения силового фактора от целевого:

$$Error = (B \cdot (\nabla B)_{simulated} - 26,5 \text{ T}^2/\text{м})^2 \quad (5)$$

Процесс был полностью автоматизирован: на каждой итерации MATLAB передавал новый набор параметров в COMSOL, запускал симуляцию, получал результирующее значение силового фактора и на основе ошибки обновлял свою вероятностную модель для выбора следующего набора параметров.

Результаты

Байесовская оптимизация была проведена в течение 100 итераций. На рис. 1 показана сходимость алгоритма оптимизации, где видно, как минимальное значение целевой функции (ошибки) эффективно уменьшается с каждой итерацией, что демонстрирует способность метода быстро находить перспективные области в пространстве параметров. Алгоритм успешно нашел комбинацию параметров, которая обеспечивает максимальное значение силового фактора в рамках заданной геометрии.

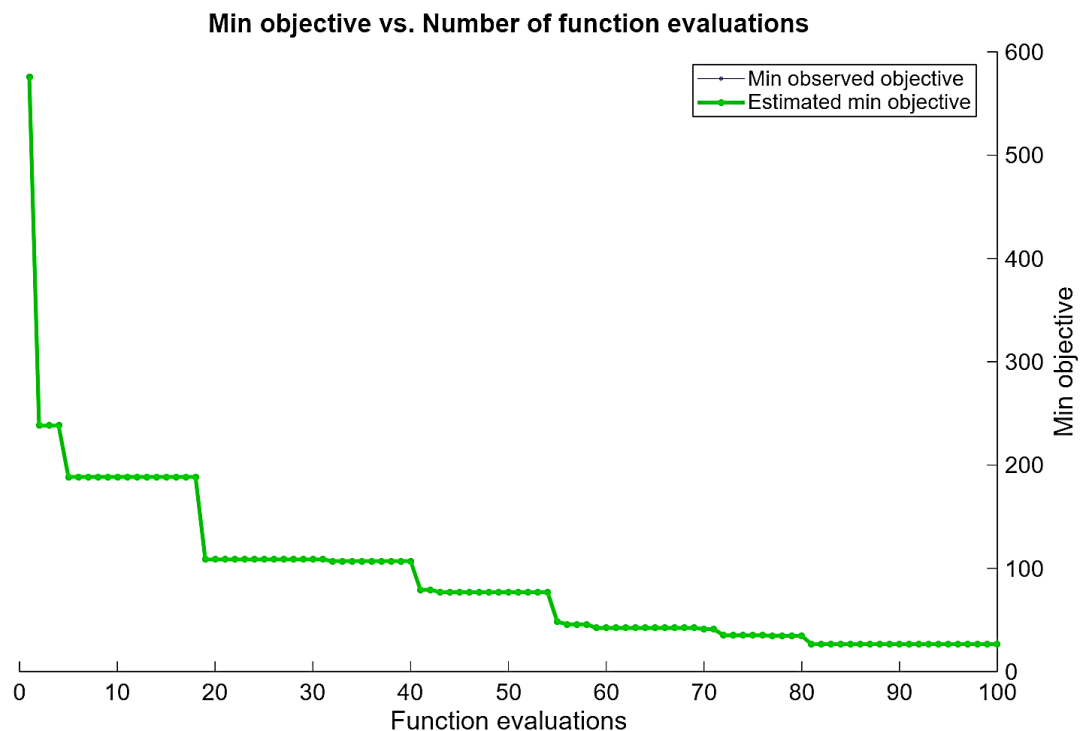


Рисунок 1 – График сходимости байесовской оптимизации, показывающий уменьшение квадратичной ошибки (целевой функции) в зависимости от номера итерации

Визуализация магнитного потока, полученная в результате конечно-элементного моделирования, наглядно демонстрирует ключевую роль стальной вставки в формировании поля (рис. 2). Будучи ферромагнетиком с высокой магнитной проницаемостью ($\mu_r \approx 1415$), вставка действует как эффективный концентратор магнит-

ного потока, перенаправляя силовые линии от постоянных магнитов и создавая резкий перепад плотности поля в прилегающей области. Стратегическое смещение вставки от центральной оси (16,16 мм), найденное в процессе оптимизации, приводит к асимметричной деформации поля, что дополнительно усиливает его пространственную неоднородность. В результате в целевой точке, расположенной на глубине 50 мм от поверхности системы, формируется область с экстремально высоким градиентом магнитного поля. Именно в этой зоне, где произведение $\mathbf{B} \cdot \nabla \mathbf{B}$ достигает своего максимального для данной конфигурации значения $21,35 \text{ Т}^2/\text{м}$, и должна удерживаться клеточная суспензия, преодолевая силу гидродинамического сопротивления.

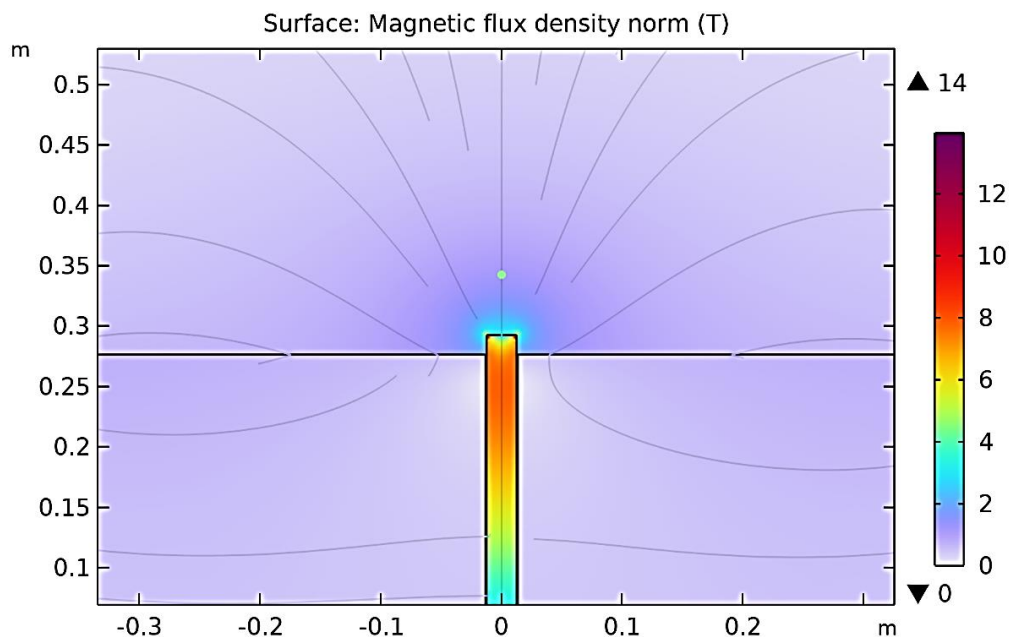


Рисунок 2 – Распределение магнитного поля (нормальная компонента, Т) и силовых линий в оптимизированной магнитной системе с отмеченной целевой точкой.

Финальная симуляция с использованием найденных параметров показала, что система способна генерировать силовой фактор $\mathbf{B} \cdot \nabla \mathbf{B} = 21,35 \text{ Т}^2/\text{м}$ в целевой точке. Результаты оптимизации и сравнение с целевыми показателями сведены в табл. 1.

Таблица 1 – Результаты оптимизации: оптимальные параметры и сравнение силового фактора

Категория	Параметр	Значение
Оптимальные параметры	Радиус магнита	276,23 мм
	Высота магнита	476,40 мм
	Остаточная индукция	1,3950 Т
	Ширина вставки	24,93 мм
	Магнитная проницаемость вставки	1415
	Смещение вставки	16,16 мм
Результаты симуляции	Целевое значение $\mathbf{B} \cdot \nabla \mathbf{B}$	26,50 $\text{Т}^2/\text{м}$
	Достигнутое значение $\mathbf{B} \cdot \nabla \mathbf{B}$	21,35 $\text{Т}^2/\text{м}$
	Абсолютная ошибка	5,15 $\text{Т}^2/\text{м}$
	Относительная ошибка	19,44%

Обсуждение

Полученные результаты демонстрируют высокую эффективность предложенного подхода. Интеграция байесовской оптимизации с мультифизическим моделированием позволила в автоматическом режиме найти близкую к оптимальной конфигурацию сложной магнитной системы, что было бы трудозатратно при ручном переборе параметров.

Основным тезисом данной работы является возможность полной автоматизации процесса проектирования магнитных систем под конкретные биомедицинские задачи. Задав физические и биологические ограничения (вязкость среды, глубина цели, магнитные свойства клеток), можно использовать алгоритмы машинного обучения для целенаправленного поиска инженерного решения. Это значительно сокращает время разработки и позволяет исследовать сложные конфигурации.

Несмотря на то, что достигнутое значение силового фактора $21,35 \text{ T}^2/\text{м}$ оказалось на 19,44% ниже теоретически рассчитанного значения ($26,50 \text{ T}^2/\text{м}$), результат, по нашему мнению, следует считать успешным. Во-первых, целевое значение было рассчитано для предельного значения с максимальной вязкостью костного мозга, которая в среднем существенно ниже [6]. Во-вторых, достигнутый силовой фактор магнитного поля может быть достаточным для удержания значительной части клеточной популяции. Расхождение между теоретическим и полученным значениями может быть также связано с ограничениями самой 2D-модели и выбранной геометрии системы, которая может иметь свой физический предел эффективности.

В данном исследовании был применен только один метод машинного обучения. В дальнейшем планируется сравнительное исследование эффективности других глобальных оптимизаторов, таких как генетические алгоритмы, обучение с подкреплением (reinforcement learning) и др. Также необходимо перейти к более точным 3D-моделям для учета объемных эффектов. Кроме того, предложенный автоматизированный подход может быть применен для оптимизации более сложных и потенциально более эффективных конфигураций, таких как массивы Халбаха [10].

Помимо физического удержания, создаваемое системой, сильное магнитное поле может оказывать и синергетический терапевтический эффект, стимулируя остеогенную дифференцировку МСК через механотрансдукцию [11], [12]. Это подтверждается исследованиями, где внешнее магнитное поле способствовало полному заживлению остеохондральных дефектов [13]. Необходимо также тщательно контролировать вопросы безопасности и биосовместимости, связанные с цитотоксичностью SPION и влиянием сильных градиентов поля на окружающие ткани.

Выводы

В ходе исследования была успешно разработана и апробирована методология для автоматизированного проектирования магнитной системы для таргетной доставки стволовых клеток. Путем интеграции мультифизического моделирования и Байесовской оптимизации была найдена конфигурация, способная генерировать силовой фактор $\mathbf{B} \cdot \nabla \mathbf{B} = 21,35 \text{ T}^2/\text{м}$ на целевой глубине. Это значение близко к теоретически необходимому для эффективного удержания клеток в условиях высоковязкой среды костного мозга при переломе шейки бедра.

Работа демонстрирует, что методы машинного обучения являются мощным инструментом для решения сложных инженерных задач в биомедицине, позволяя создавать высокоэффективные устройства, адаптированные под строгие клинические требования.

Список литературы / References

1. Ridha M., Al-Jabri T., Stelzhammer T. et al. Osteosynthesis, Hemiarthroplasty, Total Hip Arthroplasty in Hip Fractures: All I Need to Know. *Injury*. 2024. Vol. 55. P. 111377. DOI: 10.1016/j.injury.2024.111377.
2. Han D., Liu W., Gong J. et al. Challenges and Future Perspectives in Using Mesenchymal Stem Cells for Efficient Bone Fracture Healing. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2025. Vol. 13. P. 1568914. DOI: 10.3389/fbioe.2025.1568914.
3. Silva L.H.A., Cruz F.F., Morales M.M. et al. Magnetic Targeting as a Strategy to Enhance Therapeutic Effects of Mesenchymal Stromal Cells. *Stem Cell Research & Therapy*. 2017. Vol. 8. P. 58. DOI: 10.1186/s13287-017-0523-4.
4. Guldris N., Argibay B., Gallo J. et al. Magnetite Nanoparticles for Stem Cell Labeling with High Efficiency and Long-Term in Vivo Tracking. *Bioconjugate Chemistry*. 2017. Vol. 28. P. 362–370. DOI: 10.1021/acs.bioconjchem.6b00522.
5. Korsakova A.S., Kotsikau D.A., Haiduk Y.S. et al. Synthesis and Physicochemical Properties of $\text{MnxFe}_{3-x}\text{O}_4$ Solid Solutions. *Journal of the Belarusian State University. Chemistry*. 2020. Vol. 22. P. 466–472. DOI: 10.17308/kcmf.2020.22/3076.
6. Zhong Z., Akkus O. Effects of Age and Shear Rate on the Rheological Properties of Human Yellow Bone Marrow. *Biorheology*. 2011. Vol. 48. P. 89–97. DOI: 10.3233/BIR-2011-0587.
7. Gurkan U.A., Akkus O. The Mechanical Environment of Bone Marrow: A Review. *Annals of Biomedical Engineering*. 2008. Vol. 36. P. 1978–1991. DOI: 10.1007/s10439-008-9577-x.
8. Liu T., Xiong B., Cui X. et al. Numerical Study of Interstitial Fluid Flow Behavior in Osteons under Dynamic Loading. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2025. Vol. 26. P. 187. DOI: 10.1186/s12891-025-08425-1.
9. Zakariapour M., Hamed M.H., Fatourae N. Characteristics of Interstitial Fluid Flow along with Blood Flow inside a Cylindrical Tumor: A Numerical Simulation. *Acta Scientiarum. Technology*. 2018. Vol. 40. P. 30792. DOI: 10.4025/actascitechnol.v40i1.30792.
10. Sarwar A., Nemirovski A., Shapiro B. Optimal Halbach Permanent Magnet Designs for Maximally Pulling and Pushing Nanoparticles. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*. 2012. Vol. 324. P. 742–754. DOI: 10.1016/j.jmmm.2011.09.008.
11. Guan W., Gao H., Liu Y. et al. Application of Magnetism in Tissue Regeneration: Recent Progress and Future Prospects. *Regenerative Biomaterials*. 2024. Vol. 11. P. rbae048. DOI: 10.1093/rb/rbae048.
12. Hu H., Krishaa L., Fong E.L.S. Magnetic Force-Based Cell Manipulation for in Vitro Tissue Engineering. *APL Bioengineering*. 2023. Vol. 7. P. 031504. DOI: 10.1063/5.0138732.
13. Dasari A., Xue J., Deb S. Magnetic Nanoparticles in Bone Tissue Engineering. *Nanomaterials*. 2022. Vol. 12. P. 757. DOI: 10.3390/nano12050757.

RESUME

M. V. Solopov, V. V. Turchin, A. G. Popandopulo, A. S. Kavelina,

G. V. Akopian, Yu. A. Legenkiy, S. V. Bessalova

Integration of multiphysics modeling and machine learning for the development of magnetic cell delivery systems

Cell therapy using mesenchymal stem cells (MSCs) is a promising approach in regenerative medicine, specifically in bone tissue regeneration; however, its efficacy is limited by the low localization of cells in the target area. Magnetic targeting addresses this problem but requires the creation of powerful external magnetic systems capable of retaining cells in deep-seated tissues, such as the femoral neck fracture region.

This work presents an approach for the automated design of such a system using machine learning. A multiphysics model was developed to determine the required magnetic force for retaining MSCs in the high-viscosity environment of bone marrow, establishing a target criterion for the field force factor of $B \cdot \nabla B \geq 26.5 \text{ T}^2/\text{m}$. To find the optimal geometric and material parameters of the magnetic system, comprising two permanent magnets and a steel insert, a Bayesian optimization algorithm integrated with finite element modeling was employed.

The optimization process yielded a system configuration capable of generating a field force factor of $21.35 \text{ T}^2/\text{m}$ at the target depth of 5 cm.

This study demonstrates that the synergy of machine learning and multiphysics modeling is a powerful tool for automating and accelerating the development of complex medical devices tailored to specific clinical tasks.

РЕЗЮМЕ

**М. В. Солопов, В. В. Турчин, А. Г. Попандопуло, А. С. Кавелина,
Г. В. Акопян, Ю. А. Легенький, С. В. Беспалова**

**Интеграция мультифизического моделирования и машинного обучения
для разработки систем магнитной доставки клеток**

Клеточная терапия на основе мезенхимных стволовых клеток (МСК) является перспективным подходом в регенеративной медицине, в том числе регенерации костной ткани, однако его эффективность ограничена низкой локализацией клеток в целевой области. Магнитно-направленная доставка клеток решает эту проблему, но требует создания мощных внешних магнитных систем, способных удерживать клетки в глубоко залегающих тканях, таких как область перелома шейки бедра.

В данной работе представлен подход к автоматизированному проектированию такой системы с использованием машинного обучения. Была разработана мультифизическая модель для определения требуемой магнитной силы для удержания МСК в высоковязкой среде костного мозга, установившая целевой критерий для силового фактора поля $B \cdot \nabla B \geq 26,5 \text{ Т}^2/\text{м}$. Для поиска оптимальных геометрических и материальных параметров магнитной системы, состоящей из двух постоянных магнитов и стальной вставки, был применен алгоритм Байесовской оптимизации, интегрированный с конечно-элементным моделированием в COMSOL Multiphysics.

В результате оптимизации была найдена конфигурация системы, способная генерировать силовой фактор $21,35 \text{ Т}^2/\text{м}$ на целевой глубине.

Данное исследование демонстрирует, что синергия машинного обучения и мультифизического моделирования является мощным инструментом для автоматизации и ускорения разработки сложных медицинских устройств, адаптированных под конкретные клинические задачи.

Солопов М. В. – научный сотрудник, лаборатория клеточных и тканевых биотехнологий ФГБУ «ИНВХ им. В.К. Гусака» Минздрава России, 283045, Донецк, пр-кт. Ленинский, 47, тел +7(949) 942-5835, mxsolopov@yandex.ru. *Область научных интересов:* регенеративная биомедицина, клеточные технологии, искусственный интеллект, машинное обучение, нейронные сети

Турчин В. В. – старший научный сотрудник, лаборатория клеточных и тканевых биотехнологий ФГБУ «ИНВХ им. В.К. Гусака» Минздрава России, 283045, Донецк, пр-кт. Ленинский, 47, turchin.dn@mail.ru. *Область научных интересов:* регенеративная биомедицина, клеточные технологии

Попандопуло А. Г. – д.мед.н, профессор, заведующий лабораторией клеточных и тканевых биотехнологий ФГБУ «ИНВХ им. В.К. Гусака» Минздрава России, 283045, Донецк, пр-кт. Ленинский, 47, pag.lctc@mail.ru. *Область научных интересов:* регенеративная биомедицина, клеточные технологии, хирургия

Кавелина А. С. – к.мед.н, старший научный сотрудник, лаборатория клеточных и тканевых биотехнологий ФГБУ «ИНВХ им. В.К. Гусака» Минздрава России, 283045, Донецк, пр-кт. Ленинский, 47, annakavelina@mail.ru. *Область научных интересов:* регенеративная биомедицина, клеточные технологии

Акопян Г. В. – научный сотрудник, лаборатория клеточных и тканевых биотехнологий ФГБУ «ИНВХ им. В.К. Гусака» Минздрава России, 283045, Донецк, пр-кт. Ленинский, 47, gulnara.akopyan.79@mail.ru. *Область научных интересов:* регенеративная биомедицина, клеточные технологии

Легенький Ю. А. – старший научный сотрудник, ФГБОУ ВО «Донецкий государственный университет», 283001, Донецк, ул. Университетская, 24, yu-legen@mail.ru. *Область научных интересов:* физика магнитных полей, биофизика

Беспалова С. В. – д.ф.-м.н, профессор, ректор, ФГБОУ ВО «Донецкий государственный университет», 283001, Донецк, ул. Университетская, 24, rector@donnu.ru. *Область научных интересов:* физика магнитных полей, биофизика

Статья поступила в редакцию 14.06.2025.